

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

**ator and a method of utilizing the respirator to promote blood
nation**

Patent Number: ☐ US4676232
Publication date: 1987-06-30
Inventor(s): OLSSON SVEN G (SE); JONSON BJOERN (SE)
Applicant(s):: SIEMENS ELEMA AB (SE)
Requested Patent: ☐ EP0109627
Application Number: US19860908949 19860916
Priority Number(s): DE19823242814 19821119
IPC Classification:
EC Classification: A61H31/00, A61M16/00T
Equivalents: ☐ DE3242814, ☐ ES8406206, JP1687349C, JP3048827B, ☐ JP59103663,
☐ US4840167

Abstract

A method and device to support blood circulation during ventilation of the lungs which include controlling the application of the respiratory gases to occur at a particular point in time in the heart activity, and applying a uniform pressure to resist expansion of the thorax cavity to increase pressure on the heart during the heart's systole. The device which applies a respiratory gas and the uniform pressure includes a control device which senses the heart's activity to determine the desired point in time of the heart cycle.

Data supplied from the esp@cenet database - I2



(11) Veröffentlichungsnummer: **0 109 627 A1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(21) Anmeldenummer: 83111295.8

(51) Int. Cl.³: **A 61 H 31/00**
A 61 M 16/00

(22) Anmeldetag: 11.11.83

(30) Priorität: 19.11.82 DE 3242814

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
30.05.84 Patentblatt 84/22

(84) Benannte Vertragsstaaten:
CH DE FR GB IT LI SE

(71) Anmelder: Siemens-Elema AB
Röntgenvägen 2
S-171 95 Solna 1(SE)

(84) Benannte Vertragsstaaten:
SE

(71) Anmelder: SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT
Berlin und München Wittelsbacherplatz 2
D-8000 München 2(DE)

(84) Benannte Vertragsstaaten:
CH DE FR GB IT LI

(72) Erfinder: Olsson, Sven Gunnar
Postlada 852
S-24017 Södra Sandby(SE)

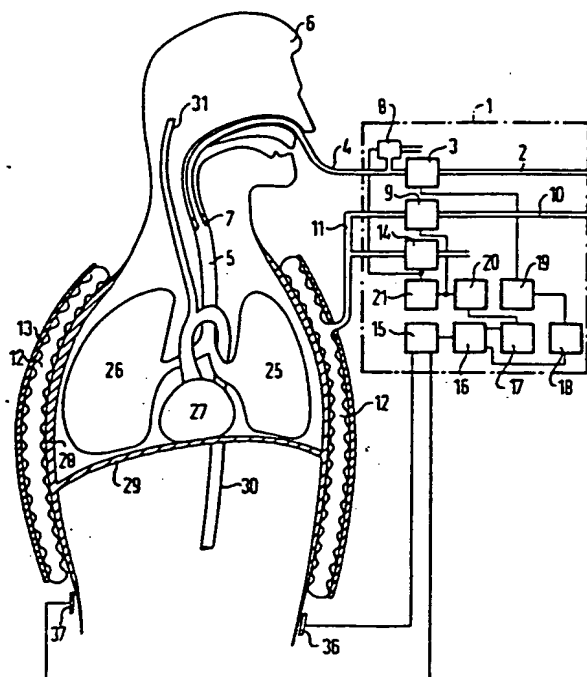
(72) Erfinder: Jonson, Björn, Dr.
Nicoloviusväg 11
S-22365 Lund(SE)

(54) Verfahren und Respirator zur Beatmung eines Patienten im Herzrhythmus und zur Unterstützung der Blutzirkulation.

(57) Um durch die Beatmung die Blutzirkulation zu unterstützen, wird die Atemgaszufuhr in Abhängigkeit von den Herzaktivitäten derart gesteuert, dass die dadurch verursachte Drucksteigerung um das Herz herum mit dessen Systole zusammenfällt. Gleichzeitig wird eine Kraft auf den Brustkorb ausgeübt, die dessen Ausdehnung begrenzt. Ueber einen Sensor werden die Herzaktivitäten erfasst und zum Steuern der Atemgaszufuhr verwendet.

EP 0 109 627 A1

./...



SIEMENS AKTIENGESellschaft
Berlin und München

Unser Zeichen
VPA 82 P 7321 E

5 Verfahren und Respirator zur Beatmung eines Patienten
im Herzrhythmus und zur Unterstützung der Blutzirkula-
tion.

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Beatmung eines
10 Patienten im Herzrhythmus und zur Unterstützung der
Blutzirkulation sowie einen Respirator zur Durchführung
dieses Verfahrens.

Bei konventionellen Respiratorbehandlungen wird den
15 Lungen Atemgas unter Druck zugeführt. Dieser Druck
pflanzt sich teilweise auch in die Körperhöhlräume
im Brustkorb ausserhalb der Lungen fort. Es ist bekannt,
dass dieser Druck im wesentlichen die Blutzirkulation
negativ beeinflusst. Das beruht hauptsächlich darauf,
20 dass die Blutzufuhr zum Herzen und das Füllen desselben
während der Entspannungsphase, der Diastole, behindert
wird. Eine ungenügende Füllung der Herzkammern bedeutet
aber, dass das Herz während der darauf folgenden Kon-
traktionsphase, der Systole, kein adäquates Schlagvo-
25 lumen erzeugen kann. Wenn die Herztätigkeit oder die
Blutzirkulation aufgrund von Krankheiten bereits unzu-
reichend sind, können die negativen Einflüsse bei der
Respiratorbehandlung schwerwiegende Folgen haben.

30 Um diese schädlichen Effekte auf die Zirkulation zu
vermindern, sind bereits eine Reihe von Vorschlägen
gemacht worden. So ist es bekannt, dass eine ausreichen-
de Beatmung mit sehr hohen Atemfrequenzen, z.B. mehre-
ren Atemzügen pro Sekunde, erzielt werden kann. Dabei
35 nimmt das Volumen jedes Atemzuges ab und damit die für

die Blutzirkulation störenden Drucksteigerungen. (Proc. Am. Soc. Exp. Biol. 38: 951, 1979: Prospekt Aga Bronchovent, 318.002 Sv, Nov. 78: Klein Jet Ventilator).

5 Eine weitere Verbesserung lässt sich bekannterweise dadurch erzielen, dass die Beatmung synchron zu den Herzaktivitäten erfolgt, so dass ein Atemzug bei jedem oder jedem zweiten Herzschlag auftritt. Wird dabei die Einatmungsphase zeitlich so gelegt, dass sie mit der Systole
10 zusammenfällt, kann eine vorteilhafte Drucksteigerung um das Herz herum erzielt werden. Gleichzeitig wird eine Druckbeeinflussung des Herzens während der Diastole ganz oder zumindest teilweise vermieden, wodurch insgesamt die Herztätigkeit erleichtert wird.

15

Weiterhin ist es bekannt, dass durch externe Kompression des Brustkorbes die Herzkammern entleert werden können, die sich bei Zurücknahme dieser Kompression wieder füllen. Dadurch kann eine gewisse Blutzirkulation
20 auch dann aufrechterhalten werden, wenn das Herz sich nicht selbstständig kontrahiert oder in seiner Funktion stark herabgesetzt ist.

Die beschriebenen Möglichkeiten zur Verminderung schädlicher Effekte auf die Blutzirkulation und zur Unterstützung derselben sind jedoch begrenzt. Bei der hochfrequenten Beatmung im Herzrhythmus ergibt bereits ein niedriges Atemzugvolumen eine ausreichende Beatmung, wodurch nur eine geringe Intrathorakale Drucksteigerung zustande kommt. Selbst wenn diese Drucksteigerung
30 mit dem Herzrhythmus synchronisiert wird, so dass sie während der Systole auftritt, wird nur ein geringer positiver Effekt erzielt.

35 Bei einer Vergrößerung des Atemzugvolumens - um eine

effektivere Drucksteigerung zu erzielen - besteht das Risiko, die Lungen durch den höheren Gasdruck, dem sie dann ausgesetzt sind, zu beschädigen. Ausserdem können die Lungen bei derart grossen Atemzugvolumina nicht
5 schnell genug entleert werden.

Eine äussere Kompression des Brustkorbes weist den Nachteil auf, dass diese am Brustkorb selbst oder an inneren Organen Schäden verursachen kann, dass sie aber
10 zumindest für den Patienten schmerzhaft ist.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur Beatmung eines Patienten im Herzrhythmus anzugeben, bei dem der auf das Herz ausgeübte Druck
15 einstellbar so weit gesteigert werden kann, dass die Kontraktion des Herzens wesentlich gesteigert werden kann, ohne dass Schäden an den Lungen oder den Brustkorbwänden auftreten. Eine weitere Aufgabe der Erfindung besteht darin, einen Respirator anzugeben, mit dem
20 das angestrebte Verfahren auf einfache und sichere Weise durchgeführt werden kann.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäss durch die im Anspruch 1 angegebene Kennzeichen gelöst. Die Erfindung
25 geht dabei von der Erkenntnis aus, dass die gewünschte Drucksteigerung um das Herz herum durch eine synchrone Beatmung im Herzrhythmus zumindest teilweise dadurch wieder aufgehoben wird, dass sich während der Beatmung der Brustkorb und der Bauch ausdehnen können. Die Er-
30 findung sieht daher vor, dass diese Ausdehnung begrenzt wird, indem eine Kraft auf den Brustkorb und/oder den Bauch ausgeübt wird. Die Lungen müssen sich daher bei der Beatmung teilweise nach innen ausdehnen, so dass die Drucksteigerung um das Herz herum in dem angestreb-
35 ten Masse erzielt wird. Die Beatmung des Patienten soll

dabei im Herzrhythmus erfolgen. Darunter soll verstanden werden, dass pro Herzzyklus ein Atemzug vorliegt oder aber auch, dass die Atemzüge jeweils nur bei jedem zweiten Herzschlag auftreten oder noch seltener, in jedem Fall aber synchron zur Herztätigkeit.

Um die Beatmung und/oder gleichzeitig die Unterstützung der Blutzirkulation zu optimieren, ist in Weiterbildung der Erfindung vorgesehen, dass der Zeitpunkt und/oder die Dauer der Atemgaszufuhr und/oder der Druck des Atemgases einstellbar sind. Weiterhin können auch der Zeitpunkt, die Dauer und die Grösse der auf Brustkorb und/oder Bauch ausgeübten Kraft einstellbar sein.

Ein vorteilhafter Respirator zur Durchführung des erfindungsgemässen Verfahrens sieht eine erste ventilgesteuerte Anordnung für die Atemgaszufuhr und eine weitere Anordnung zur Erzeugung der auf Brustkorb und/oder Bauch ausgeübten Kraft vor. Weiterhin enthält er mindestens einen Sensor zum Erfassen eines mit der Herzaktivität gekoppelten Parameters und eine Steuereinrichtung, die in Abhängigkeit von dem Sensorsignal zumindest die Ventile der ersten Anordnung betätigt.

Eine vorteilhaft einfache Ausführungsform des Respirators sieht vor, dass die weitere Anordnung aus einem starren, zumindest Teile des Brustkorbes und/oder Bauches umschliessenden Hohlkörper besteht. Dieser umschliesst den Brustkorb quasi wie ein starrer Panzer. Die Innenabmessungen dieses Hohlkörpers können dabei so gewählt sein, dass eine gewisse Ausdehnung des Brustkorbes und/oder Bauches möglich ist, bevor der Hohlkörper diese Organe eng umschliesst und eine weitere Ausdehnung verhindert. Um die Anpassbarkeit des Respirators zu steigern und insbesondere auch die Anwendungs-

möglichkeiten ein und derselben weiteren Anordnung für verschiedene Patienten zu ermöglichen, ist in Weiterbildung der Erfindung vorgesehen, dass die weitere Anordnung eine Reihe von um den Brustkorb und/oder Bauch des Patienten herum angeordnete geschlossene Kammern aus einem flexiblen Material enthält, die mit einer Flüssigkeit oder einem Gas füllbar sind. Je nach dem Füllgrad kann dabei praktisch die Innenabmessung, d.h. die Grösse des Hohlkörpers festgelegt werden. Um den Einfluss auf die Blutzirkulation noch weiter erhöhen zu können, sind Mittel zum Füllen bzw. Entleeren der Kammern vorgesehen. Dadurch kann die auf Brustkorb und/oder Bauch ausgeübte Kraft zeitlich exakt auf die Systole begrenzt und danach durch Entleeren der Kammern schnell aufgehoben werden. Obwohl sich die Lungen dann beispielsweise noch in einem mehr oder weniger gefüllten Zustand befinden, wird kein wesentlicher Druck mehr auf das Herz ausgeübt, da sich der Brustkorb wieder ausdehnen kann.

20 Eine Möglichkeit zur weiteren Drucksteigerung besteht erfindungsgemäss darin, dass der Respirator mit einem variablen Totraum versehen ist. Unter Totraum wird dabei quasi ein Puffer in den Atemgasleitungen verstanden, der bei der Ausatmung ein Teilvolumen an CO_2 speichert und während der folgenden Einatmungsphase wieder an die Lungen abgibt. Im einfachsten Fall kann es sich um eine Verlängerung des Schlauches zwischen der Trachealkanüle und dem Respirator handeln.

30 Auf diese Weise kann einem Patienten Atemgas mit einem höheren Druck zugeführt werden, so dass die Entleerung des Herzens während der Systole weiter gesteigert wird und ohne dass der CO_2 -Gehalt in den Lungen auf ein störendes Niveau absinkt.

35

Weitere Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen.

Im folgenden wird anhand einer Figur ein Ausführungs-
5 beispiel eines Respirators gemäss der Erfindung näher beschrieben und erläutert.

Die einzige Figur zeigt dabei in einer schematischen Darstellung den an einen Patienten angeschlossenen
10 Respirator.

Figur 1 zeigt gestrichelt einen Respirator 1, dem über eine Leitung 2 Atemgas von einer hier nicht dargestellten Gasquelle zugeführt wird. An Stelle einer einzelnen
15 Gasleitung können auch eine Mehrzahl derartiger Leitungen für verschiedene Komponenten des Gases vorgesehen sein. Ueber eine Ventilanordnung 3 sowie eine daran angeschlossene Trachealkanüle 4, die dicht in der Trachea
5 eines Patienten 6 abschliesst, wird das Atemgas dem
20 Patienten zugeführt. Zum Abschliessen der Trachealkanüle 4 in der Trachea kann beispielsweise eine Manschette 7 vorgesehen sein. An die Trachealkanüle 4 ist weiterhin ein Auslassventil 8 angeschlossen. Die Anordnung 3, die eine dosierte Zufuhr von Atemgas von der nicht dar-
25 gestellten, an die Leitung 2 angeschlossenen Ueberdruckgasquelle zum Patienten 6 erzeugt, kann beispielsweise von der Art sein, wie sie aus der schwedischen Patentanmeldung Nr. 8101488-8 bekannt ist.

30 Ebenso ist es jedoch auch möglich, anstatt einer in der Trachea abschliessenden Trachealkanüle und eines Auslassventiles eine offene Kanüle für die spontane Atmung mit einer dünnen zusätzlichen Kanüle für die
35 Zufuhr von Atemgas unter Druck zu verwenden. Die Ent-

leerung der Lungen geschieht dann direkt über die offene Kanüle. Weiterhin ist es auch möglich, eine dünne Kanüle auf operativem Weg direkt in die Trachea einzusetzen. Die Ausatmung geschieht dann über die natürlichen Atmungsorgane. In den beiden letzten Fällen wird man vorteilhaft eine HFPPV-Beatmungsmethode (High-Frequency Positiv-Pressure Ventilation) verwenden.

Der Respirator 1 enthält weiterhin ein Ventil 9, dem 10 über eine Leitung 10 Gas von einer weiteren, ebenfalls nicht dargestellten Druckgasquelle zugeführt wird. Im einfachsten Fall wird hierbei Druckluft verwendet. Von diesem Ventil 9 führt eine Leitung 11 zu einer Mehrzahl um den Brustkorb und/oder teilweise Bauch des Patienten 15 6 herum angeordneten geschlossenen Kammern 12 aus flexiblem Material. Um die Kammern herum befindet sich ein der Form des Brustkorbes angepasster Hohlkörper 13 aus starrem Material. Anstelle von Druckgas kann zum Füllen der Kammern auch eine Flüssigkeit verwendet werden. An 20 die Leitung 11 ist wiederum ein Auslassventil 14 angeschlossen.

Weiterhin enthält der Ventilator 1 einen Verstärker 15, dem die Signale eines Sensors zugeführt werden. 25 Im vorliegenden Ausführungsbeispiel dienen dafür zwei EKG-Elektroden 36 und 37, die auf dem Körper des Patienten appliziert sind und die elektrischen Herzsignale registrieren. Ueber den Verstärker 15 gelangen diese Signale auf einen Detektor 16, der die hohe elektrische Herzspannung während der Systole detektiert und 30 der einen Impuls an elektronische Kreise 17 bzw. 18 abgibt. Diese Kreise 17 bzw. 18 sollen Mittel zum Einstellen einer wählbaren Verzögerung des vom Detektor 16 kommenden Impulses enthalten. Ueber Impulsformungskreise 35 19, 20 bzw. 21 werden die Anordnung 11 sowie die Ven-

tile 8, 9 und 14 angesteuert. Die Impulsformungskreise 19 bis 21 können beispielsweise monostabile Kippstufen mit unterschiedlicher Impulsbreite sein. Weiterhin sollen diese Impulsformungskreise Mittel zum Einstellen der Impulsbreite enthalten.

Weiterhin sind in der schematischen Darstellung gemäss der Figur die Lungen 25 und 26 des Patienten dargestellt, die grosse Teile des Herzens umschliessen, von dem die linke Kammer 27 dargestellt ist.

Durch die Ausdehnung der Lungen steigt der Druck auf das Herz. Diese Drucksteigerung ist unter normalen Umständen jedoch sehr gering, da sich das Volumen des Brustkorbes teilweise durch auswärts gerichtete Bewegung der Brustkorbswände 28 und teils durch abwärts gerichtete Bewegung des Zwerchfelles in die Bauchhöhle leicht vergrössert.

Erfindungsgemäss ist der Brustkorb und der obere Teil des Bauches von einem Hohlkörper 13 umschlossen, der aus einer formbaren Hülle aus festem Gewebe besteht. Diese Hülle wird so um den Körper herum angebracht, dass eine gewisse Ausdehnung der Atmungsorgane, d.h. der Lungen, des Brustkorbes und des Bauches möglich ist, ohne dass die Hülle diese Ausdehnung wesentlich behindert. Wenn diese Ausdehnung durch Zufuhr von Atemgas eine gewisse Grösse erreicht hat, wird die weitere Ausdehnung durch die Hülle verhindert, wodurch ein gesteigerter Druck innerhalb dieser Hülle und damit auch innerhalb des Brustkorbes und um das Herz herum entsteht.

Die Funktion des Respirators und damit auch das erfindungsgemässe Verfahren wird im folgenden näher beschrieben. Die elektrische Aktivität des Herzens zu Beginn

einer Systole wird durch die Elektroden 16 und 17 registriert und löst die Zufuhr von Atemgas über die Anordnung 3 aus. Die physiologische Verzögerung zwischen dem elektrischen Herzsignal für die Systole (QRS-Komplex) und der mechanischen Kontraktion des Herzens wird ausgenutzt, um die Lungen über die bekannte schnelle Anordnung 3 mit einem Atemzug zu füllen. Es ist aber ebenso möglich, in den elektrischen Kreisen 17 und 18 eine derartige Verzögerung einzustellen, dass die Zufuhr von Atemgas während einer Systole geschieht, die mit einem nachfolgenden Herzschlag zusammenhängt.

Gleichzeitig mit der Atemgaszufuhr oder nahezu gleichzeitig damit werden die elastischen Kammern 12 über das Ventil 9 und die Leitung 11 mit Gas gefüllt. Die zugeführte Gasmenge kann dabei wiederum geregelt werden. Wenn die Lungen sich aufgrund des zugeführten Atemgases ausdehnen, entsteht ein Ueberdruck, der in dem Augenblick verstärkt wird, wenn die auswärts bzw. abwärts gerichtete Bewegung der Brustkorbswand 28 oder des Zwerchfelles 29 durch den Hohlkörper 13 und teilweise durch die gefüllten Kammern 12 gestoppt wird. Dieser Ueberdruck pflanzt sich durch die Herzwände fort, so dass der Druck auf das im Herzen eingeschlossene Blut ansteigt. Durch entsprechende Einstellung der elektrischen Kreise 17, 18, 19, 20 und 21 wird dafür gesorgt, dass die Drucksteigerung zeitlich mit dem Herauspumpen des Blutes aus der linken Herzkammer 27 in die grosse Körperpulsader 26 und von da weiter zu wichtigen Organen sowie dem Gehirn über dessen Arterien 27 erfolgt.

Die Einstellung der verschiedenen Verzögerungszeiten sowie Impulsdauern geschieht nach folgenden Prinzipien: Die Atemgasmenge, die bei jedem Atemzug dem Patienten zugeführt wird, wird durch Einstellen der Anordnung 3

und/oder des Druckes in der Leitung 2 bestimmt, so dass die Ventilation der Lungen für einen guten Gasaustausch ausreicht. Der Hohlkörper 13 wird um den Patienten herum derart angebracht, dass er sich den äusseren Konturen des Körpers anpasst, ohne zu Beginn eines Atemzuges grossen Druck auf diesen auszuüben. Ebenso wird die Zufuhr von Luft zu den geschlossenen Kammern 12 so gesteuert, dass die Bewegungen des Brustkorbes und des Zwerchfelles während der Zufuhr von Atemgas in dem Masse begrenzt wird, dass eine passende Steigerung des Druckes um das Herz herum während des Pumpvorganges desselben erzeugt wird.

Der Brustkorb selbst wird durch die flexiblen Kammern 12 nicht in dem Masse komprimiert, dass die dadurch ausgeübte Kraft eine inwärts gerichtete Bewegung der Brustkorbswände 28 hervorruft. Die flexiblen Kammern 12 füllen lediglich die Hohlräume zwischen der Körperoberfläche und dem Hohlkörper 13 aus. Sie dienen dazu, die auswärts gerichtete Bewegung der Körperoberfläche definiert und steuerbar zu begrenzen. Ausserdem dienen sie dazu, gewisse Unebenheiten des Druckes auf die Körperoberfläche auszugleichen, die beispielsweise ein steifer Hohlkörper hervorrufen könnte.

Der Druck in den Lungen, der bei der Atemgaszufuhr entsteht, setzt sich zusammen aus dem Druck, der erforderlich ist zum Ausdehnen der Lungen und der Thoraxwände und dem Druck der im Brustkorb aufgrund des Hohlkörpers und der flexiblen Kammern 12 entsteht. Der Druckgradient über der Lungenstruktur übersteigt dabei jedoch nicht den Gradienten, der bei einer gängigen hochfrequenten Beatmung auftritt und der erfahrungsgemäss unschädlich ist. Irgend eine deformierende Kraft, die die Thoraxwände beschädigen könnte, wird durch den Druckaus-

gleich der luftgefüllten flexiblen Kammern 12 verhindert. Eine schädliche Auswirkung auf die Blutzirkulation durch ein behindertes Wiederauffüllen der Herzkammer wird dadurch vermieden, dass jede Form von ungewünschtem Druck auf den Brustkorb und in diesem während der Entspannungsphase des Herzens verhindert wird, indem sich die flexiblen Kammern 12 am Ende der Systole über das Ventil 14 entleeren. Gleichzeitig entleeren sich die Lungen über das Ventil 8.

10

Die elektrische Kopplung gemäss dem Ausführungsbeispiel ist folgende:

Das Ausgangssignal des Detektors 16 gelangt über die beiden Verzögerungskreise 17 bzw. 18 auf die Impulsformungskreise 19 bzw. 20. Der Impulsformungskreis 19 bestimmt die Zeitdauer, während deren Atemgas über die Anordnung 3 dem Patienten zugeführt wird und auch den Zeitpunkt, zu dem diese Zufuhr beginnen soll. Entsprechend bestimmt der Kreis 20, wann und wie lange das Ventil 9 geöffnet sein soll. Ueber den weiteren Kreis 21 wird der Zeitpunkt für das Öffnen der Ventile 14 bzw. 8 festgelegt. Gleichzeitig ist hier vorausgesetzt, dass die Ventile 8 bzw. 14 geschlossen sind, wenn die Anordnung 3 bzw. das Ventil 9 öffnen.

25

Das beschriebene Ausführungsbeispiel hat lediglich erläuternden Charakter. Die mit der Erfindung angestrebte Unterstützung der Blutzirkulation ist auch dann gewährleistet, wenn der Respirator im Rahmen der Patentansprüche modifiziert wird.

30

16 Patentansprüche

1 Figur

Patentansprüche

1. Verfahren zur Beatmung eines Patienten im Herzrhythmus und zur Unterstützung der Blutzirkulation, d a -
5 d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Atemgaszufuhr zum Patienten in Abhängigkeit von den Herzaktivitäten derart gesteuert wird, dass das Atemgas zu einem Zeitpunkt im Herzzyklus zugeführt wird, dass die dadurch verursachte Drucksteigerung um das Herz herum mit
10 der Kontraktionsphase des Herzens zusammenfällt, und dass phasengerecht zur Atemgaszufuhr eine Kraft möglichst gleichmässig auf zumindest Teile des Brustkorbes und/ oder Bauches ausgeübt wird, die deren Ausdehnung entgegenwirkt.
- 15 2. Verfahren nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der Zeitpunkt und/oder die Dauer der Atemgaszufuhr und/oder der Druck des Atemgases einstellbar sind.
- 20 3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der Zeitpunkt und/oder die Dauer und/oder die Grösse der auf Brustkorb und/ oder Bauch ausgeübten Kraft einstellbar sind.
- 25 4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Länge der Pause zwischen Ein- und Ausatemungsphase einstellbar ist.
- 30 5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass zumindest der Zeitpunkt der Atemgaszufuhr durch elektrische Signale des Herzens festgelegt wird.

6. Respirator zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 5, g e k e n n z e i c h n e t n e t d u r c h eine erste ventilgesteuerte Anordnung (3) für die Atemgaszufuhr, eine weitere Anordnung (12, 13) zur Erzeugung der auf Brustkorb und/oder Bauch ausgeübten Kraft, mindestens einen Sensor (16, 17) zum Erfassen eines mit der Herzaktivität gekoppelten Parameters sowie eine Steuereinrichtung (15-21), die in Abhängigkeit von dem Sensorsignal zumindest die Ventile der ersten Anordnung (3) betätigt.

7. Respirator nach Anspruch 6, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die weitere Anordnung aus einem starren, zumindest Teile des Brustkorbes und/oder Bauches umschliessenden Hohlkörper (13) besteht.

8. Respirator nach Anspruch 7, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der Hohlkörper (13) ein aushärtbares, die Form bestimmendes Material enthält.

9. Respirator nach Anspruch 6, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die weitere Anordnung einer Reihe von um den Brustkorb und/oder Bauch des Patienten (6) herum anordenbaren, geschlossenen Kammern (12) aus einem flexiblen Material enthält, die mit einer Flüssigkeit oder einem Gas füllbar sind.

10. Respirator nach Anspruch 9, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass Mittel (9-11, 14) zum gesteuerten Füllen der Kammern (12) während der Atemgaszufuhr zum Patienten (6) und zu deren Entleeren während der Ausatemungsphase vorgesehen sind.

11. Respirator nach Anspruch 10, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Mittel (9-11, 14) zum

Füllen bzw. Entleeren der Kammern (12) über die gleiche Steuereinrichtung (15-21), die für die Betätigung der Ventile der ersten Anordnung (7) sorgt, angesteuert werden.

5

12. Respirator nach Anspruch 11, d a d u r c h g e -
k e n n z e i c h n e t, dass die Steuereinrichtung ein-
stellbare Verzögerungsglieder (17-21) aufweist, mit
deren Hilfe der Zeitpunkt für die Atemgaszufuhr und/
10 oder deren Dauer und/oder der Zeitpunkt für das Füllen
bzw. Entleeren der Kammern (12) im Herzzyklus festleg-
bar ist.

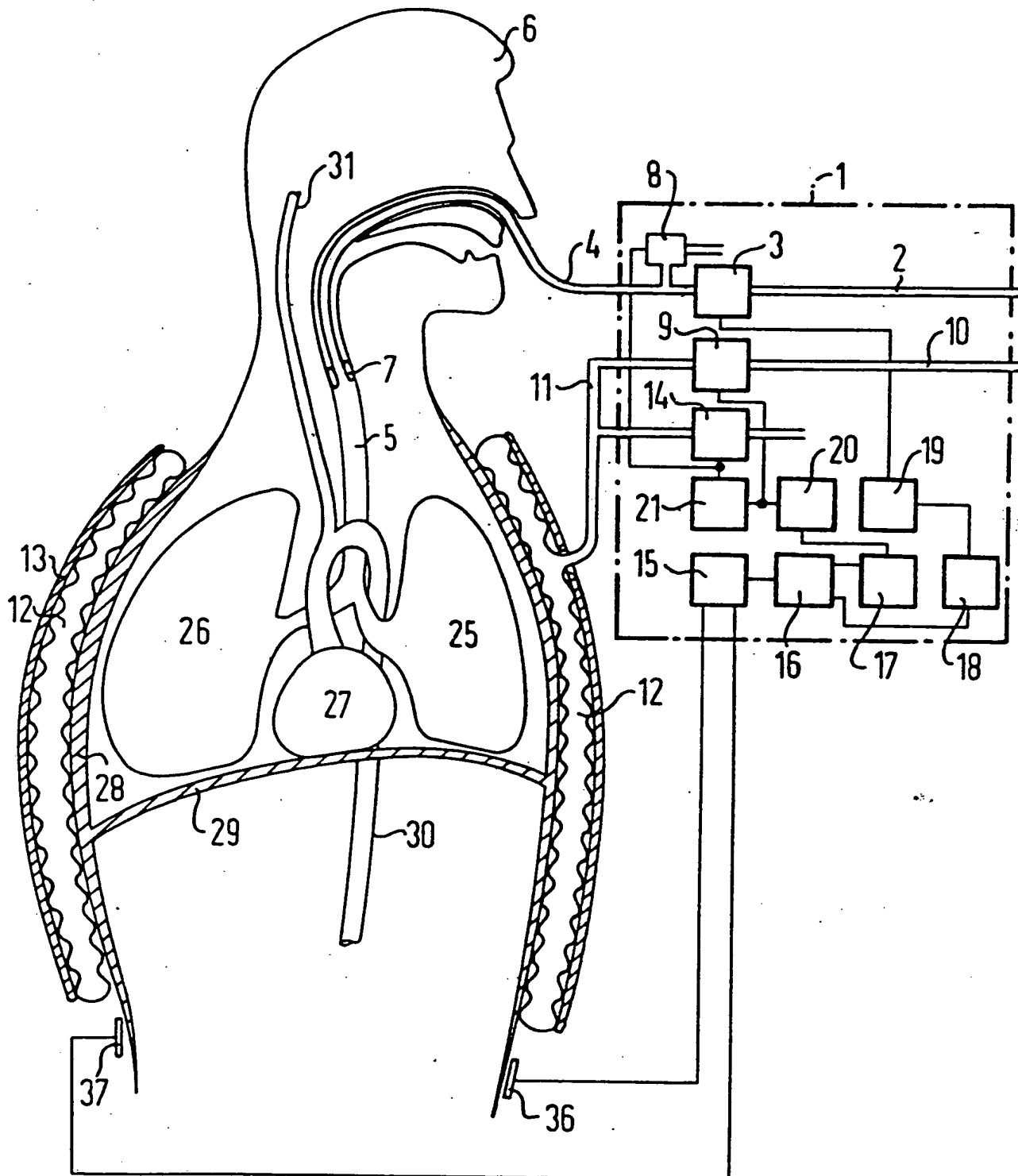
13. Respirator nach einem der Ansprüche 6 bis 12, d a -
15 d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass als Sensor
EKG-Elektroden (16,17) vorgesehen sind, die auf die
Haut des Patienten (6) auflegbar sind.

14. Respirator nach einem der Ansprüche 6 bis 12, d a -
20 d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass als Sensor
ein Herzschrittmacher dient, der zur Steuerung des Herz-
rhythmus vorgesehen ist.

15. Respirator nach einem der Ansprüche 6 bis 12, g e -
25 k e n n z e i c h n e t d u r c h eine Einrichtung
zum Erzeugen von elektrischen Impulsen zum Steuern der
Herztätigkeit.

16. Respirator nach einem der Ansprüche 6 bis 15, g e -
30 k e n n z e i c h n e t durch einen variablen Totraum.

1/1



0109627



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 83 11 1295

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl. 2)
Y	EP-A-0 029 352 (MICHIGAN INSTRUMENTS INC.) * Figuren 2,5; Seite 2, Zeilen 17-28; Seite 3, Zeilen 21-29; Seite 10, Zeilen 21-29; Seite 11, Zeilen 11-20; Seite 12, Zeile 30 - Seite 13, Zeile 9 *	1-3,5, 9,12, 13	A 61 H 31/00 A 61 M 16/00
A	---	10	
Y	EP-A-0 057 924 (MEMORIAL HOSPITAL FOR CANCER AND ALLIED DISEASES) * Seite 3, Zeile 18 - Seite 5, Zeile 14 *	1,2,5, 12,13	
Y	US-A-3 651 801 (S. KULLOK) * Figur; Spalte 1, Zeilen 46-63; Spalte 2, Zeilen 54-63; Spalte 3, Zeilen 25-29; Spalte 4, Zeilen 13-15 *	1,3	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int. Cl. 2) A 61 H A 61 M
A	---	6,12, 13	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt.			
Recherchenort DEN HAAG		Abschlußdatum der Recherche 10-01-1984	Prüfer VEREECKE A.
<p>KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTEN</p> <p>X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet</p> <p>Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie</p> <p>A : technologischer Hintergrund</p> <p>O : nichtschriftliche Offenbarung</p> <p>P : Zwischenliteratur</p> <p>T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze</p> <p>E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist</p> <p>D : in der Anmeldung angeführtes Dokument</p> <p>L : aus andern Gründen angeführtes Dokument</p> <p>& : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument</p>			



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

0109627

Nummer der Anmeldung

EP 83 11 1295

Seite 2

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			Seite 2
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl. ³)
Y	FR-A-1 535 612 (G. DONZELLE) * Figur 3; Seite 2, linke Spalte, Abschnitt 7 - rechte Spalte, Abschnitt 1; Seite 3, linke Spalte, Abschnitte 5-7; Seite 5, rechte Spalte, Abschnitt 4 *	1, 3, 13	
Y	--- US-A-4 349 015 (C. ALFERNESS) * Text; Figuren *	1, 9	
A	--- US-A-3 461 860 (C. BARKALOW) * Figuren 1, 2; Spalte 2, Zeilen 16-49; Spalte 3, Zeilen 53-65 *	11	
A	--- US-A-3 461 861 (C. BARKALOW) * Figur 2; Spalte 2, Zeilen 25-61 *	1-3	
A	--- US-A-2 588 192 (J. AKERMAN u.a.) * Text; Figuren 1-3 *	7-9	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int. Cl. ³)
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt.			
Recherchenort DEN HAAG		Abschlußdatum der Recherche 10-01-1984	Prüfer VEREECKE A.
<div>KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTEN</div> <div>X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze</div> <div>E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument</div> <div>& : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument</div>			